

19 BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENTAMT

12 Patentschrift  
11 DE 37 32 399 C 2

51 Int. CL 5:  
A 61 B 8/06  
G 01 S 15/89

21 Aktenzeichen: P 37 32 399.7-35  
22 Anmeldetag: 25. 9. 87  
43 Offenlegungstag: 7. 4. 88  
45 Veröffentlichungstag  
der Patenterteilung: 25. 10. 90

DE 37 32 399 C 2

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

34 Unionspriorität: 2 33 31  
29.09.86 JP P 61-230507

71 Patentinhaber:  
Kabushiki Kaisha Toshiba, Kawasaki, Kanagawa, JP

24 Vertreter:  
Henkel, G., Dr.phil.; Feiler, L., Dr.rer.nat.; Hänzle, W.,  
Dipl.-Ing.; Kottmann, D., Dipl.-Ing., Pat.-Anwälte,  
8000 München

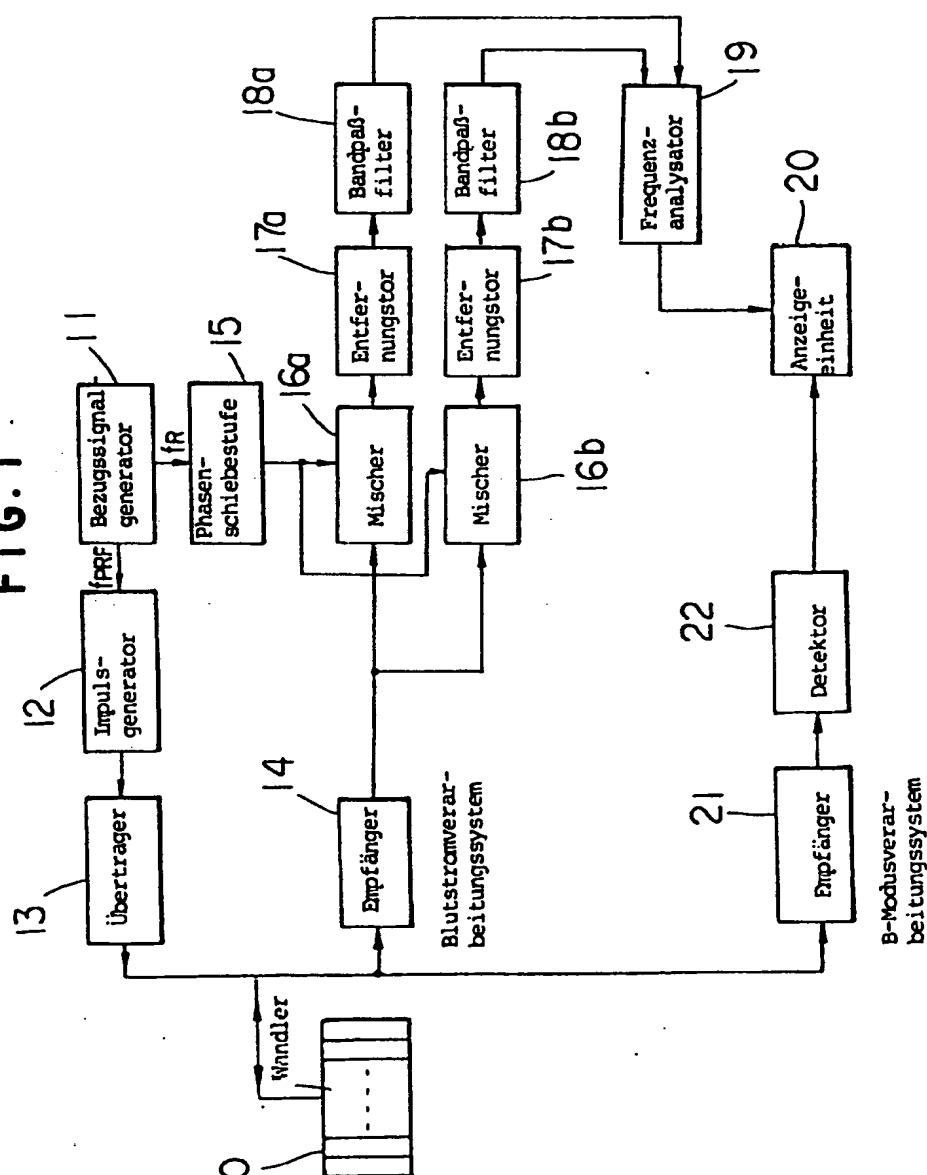
72 Erfinder:  
Yamazaki, Nobuo, Otawara, Tochigi, JP

56 Für die Beurteilung der Patentfähigkeit  
in Betracht gezogene Druckschriften:  
US 45 34 357  
US 42 57 278  
EP 00 92 841 A2  
US-B.: GARDNER, F.M.: Phase-lock Techniques,  
John Wiley & Sons, Inc., 1979, S.208-214;

54 Ultraschall-Blutstrombeobachtungsgerät

DE 37 32 399 C 2

۱۶۱



Die Erfindung bezieht sich auf ein Ultraschall-Blutstrombeobachtungsgerät nach dem Oberbegriff des Patentanspruches 1. Mit einem solchen Gerät kann eine höchst genaue Blutstrominformation in einer gewünschten Tiefe innerhalb eines untersuchten Körpers gewonnen werden.

Die Ultraschall-Dopplerabbildung beruht auf dem Prinzip, daß dann, wenn eine Ultraschallwelle von einem bewegten Objekt reflektiert wird, die Reflexion mit einer der Bewegungsrichtung des bewegten Objekts proportionalen Frequenzverschiebung behaftet ist. Insbesondere werden Ultraschallfrequenzimpulse oder eine kontinuierliche Ultraschallwelle in einen lebenden Körper ausgesandt, wobei das Echo eine Frequenzverschiebung aufgrund seiner Phasenänderung entsprechend dem Dopplereffekt aufweist. Die Frequenzverschiebung wird für die Gewinnung von Informationen über die Bewegung des bewegten Objekts in einer Tiefe, in welcher das Echo entsteht, genutzt. Diese Ultraschall-Dopplerabbildung eignet sich vorteilhaft für die Gewinnung von Blutstrominformationen, die verschiedene Blutstrombedingungen an einer bestimmten Stelle innerhalb eines lebenden Körpers angeben, z. B. Richtung des Blutstroms, ob das Blut gestört oder gleichmäßig strömt, Muster bzw. Bild des Blutstroms und Absolutgröße der Strömungsgeschwindigkeit des Blutstroms.

Fig. 9 veranschaulicht die Art und Weise der Durchführung der Ultraschall-Dopplerabbildung. Wenn ein Ultraschallstrahl einer Frequenz  $f_0$  von einem Wandler in einen untersuchten lebenden Körper unter einem Einfallswinkel  $\theta$  zu einem Blutstrom in einem Blutgefäß ausgesandt wird, erfährt die Frequenz eine Verschiebung bei der Reflexion vom bewegten Objekt oder dem mit einer Geschwindigkeit  $v$  strömenden Blutstrom. Wenn die verschobene Frequenz, d. h. die Frequenz eines empfangenen Signals, mit  $f_r$  bezeichnet wird, besitzen die Frequenzen  $f_0$ ,  $f_r$  die folgende Beziehung zueinander:

$$f_r = \frac{1 + \frac{v \cos \theta}{C}}{1 - \frac{v \cos \theta}{C}} \cdot f_0 \quad (1)$$

Darin bedeutet:  $C$  = Fortpflanzungsgeschwindigkeit des Ultraschallstrahls im lebenden Körper.

Da die Schallgeschwindigkeit im lebenden Körper ausreichend höher ist als die Blutstromgeschwindigkeit  $v$ , kann die Frequenzverschiebung  $fd (= f_r - f_0)$  angenähert durch folgende Gleichung ausgedrückt werden:

$$fd = \frac{2v \cos \theta}{C} \cdot f_0 \quad (2)$$

Gewöhnliche Ultraschall-Blutstrombeobachtungsgeräte geben die obige Dopplerfrequenzverschiebung  $fd$  wieder.

Beim gepulsten Dopplerabbildungsprozeß, bei dem Hochfrequenzimpulse als Sendesignal benutzt werden, liegen übertragene Spektren in Inkrementen bzw. Teilstücken der Frequenz eines Impuls-Folgesignals  $f_{PRF}$  von der Mittenfrequenz  $f_0$  vor. Ein in bezug auf jedes dieser Spektren empfangenes Signal und das Dopplersignal bei  $f_0 + n f_{PRF}$  lassen sich mithin durch die nachste-

hende Gleichung (3) ausdrücken, die durch Modifizieren der obigen Gleichung (2) abgeleitet ist:

$$fd_n = \frac{2v \cos \theta}{C} (f_0 + n f_{PRF}) \quad (3)$$

Darin bedeutet:  $n$  = eine ganze Zahl.

Nach dem gepulsten Dopplerabbildungsprozeß kann die Dopplerkomponente  $fd_n$  in jeder Größe  $f_0 + n f_{PRF}$  innerhalb eines zulässigen Bereichs des Rauschabstands beliebig gewählt werden. Welche Dopplerkomponente ausgezogen werden soll, wird im allgemeinen mittels eines Bezugssignals  $f_R$  bestimmt, das benutzt wird, wenn die Dopplerkomponente von einem Hochfrequenzbereich auf einen hörbaren Bereich demoduliert wird. Das dabei erhaltene Dopplersignal läßt sich durch folgende Gleichung ausdrücken:

$$fd = \frac{2v \cos \theta}{C} \cdot f_R \quad (4)$$

Die Frequenz des Bezugssignals  $f_R$  sollte vorzugsweise auf eine Frequenz mit dem höchsten Rauschabstand im Empfangsspektrum gesetzt werden. Es ist erforderlich, daß die Frequenz des Impuls-Folgesignals  $f_{PRF}$  und die Frequenz des Bezugssignals  $f_R$  vollkommen synchron miteinander sind, denn wenn die Frequenz des Impuls-Folgesignals  $f_{PRF}$  und die Frequenz des Bezugssignals  $f_R$  zeitlich außer Phase zueinander gelangen, würde ein solcher Phasenverschiebungszustand als eine Dopplerfrequenzverschiebung erfaßt werden und zu unerwünschten Störsignalen führen.

Das Impuls-Folgesignal  $f_{PRF}$  und das Bezugssignal  $f_R$  wurden bisher auf die in Fig. 10 gezeigte Weise erzeugt. Ein Oszillator 1 erzeugt ein Bezugstaktsignal  $f_B$ , das durch einen Frequenzteiler 2 mit  $1/m$  ( $m$  = ganze Zahl) zu einem Impuls-Folgesignal  $f_{PRF} (= f_B/m)$  frequenzgeteilt wird. Das Bezugstaktsignal  $f_B$  vom Oszillator 1 wird ebenfalls durch einen Frequenzteiler 3 mit  $1/n$  ( $n$  = eine ganze Zahl) zu einem Bezugssignal  $f_R (= f_B/n)$  frequenzgeteilt.

Wie erwähnt, sollte die Frequenz des Bezugssignals  $f_R$  vorzugsweise auf eine Frequenz mit dem größten Rauschabstand im Empfangsspektrum eingestellt werden. Da das Bezugssignal  $f_R$  durch Frequenzteilung des Bezugstaktsignals  $f_B$  mittels des Frequenzteilers 3 gemäß Fig. 10 erzeugt wird, muß das Bezugstaktsignal  $f_B$  mit einer sehr hohen Frequenz vorliegen, um die Frequenz des Bezugssignals  $f_R$  in kleinen Schritten zu variieren, was zur Folge hat, daß die betreffende Schaltung groß wird und die Störsignale zunehmen.

Zur Erzielung von vollkommenem Synchronismus zwischen der Frequenz des Impuls-Folgesignals  $f_{PRF}$  und der Frequenz des Bezugssignals  $f_R$  muß die folgende Beziehung erfüllt sein:

$$f_R / f_{PRF} = m/n = \text{ganze Zahl}$$

Dies wirft Einschränkungen bezüglich der Wahl von  $m$ ,  $n$ , d. h. der Frequenz des Impuls-Folgesignals  $f_{PRF}$  und der Frequenz des Bezugssignals  $f_R$  auf.

Da die Frequenz des Impuls-Folgesignals  $f_{PRF}$  und die Frequenz des Bezugssignals  $f_R$  beim bisherigen Ultraschall-Blutstrombeobachtungsgerät durch Frequenzteilung des Bezugstaktsignals erzeugt werden, kann die Frequenz des Bezugssignals  $f_R$  nicht auf eine gewünsch-

te Größe (Sollwert) eingestellt werden. Zudem erweist es sich dabei als schwierig, die Frequenz des Impuls-Folgesignals  $f_{PRF}$  und die Frequenz des Bezugssignals  $f_R$  miteinander zu synchronisieren. Infolgedessen lassen sich Blutstrombeobachtungen in gewünschten Tiefen nicht mit hoher Genauigkeit durchführen.

Aus EP 00 92 841 A2 ist ein Ultraschall-Diagnosegerät bekannt, bei dem ein Ultraschallimpuls wiederholt mit fester Frequenz in einen lebenden Körper eingestrahlt wird. Die in diesem reflektierten Echosignale werden herausgegriffen, verstärkt und angezeigt, wobei zuvor die empfangenen Hochfrequenzsignale mit komplexen Bezugssignalen verglichen werden, deren Frequenz in einem ganzzahligen Verhältnis zu der festen Frequenz ist. Durch diesen Vergleich ist es möglich, Informationen über die Blutströmungsgeschwindigkeit zu erlangen.

Weiterhin ist aus US 45 34 357 ein Dopplersignal-Empfangsgerät bekannt, bei dem mittels eines Frequenzteilers ein Bezugssignal gewonnen werden kann, während im US-Buch: Gardner F. M.: "Phaselock Techniques", John Wiley & Sons, 1979, Seiten 208-214, hierfür die Verwendung einer Multiplizierstufe vorgeschlagen wird.

Schließlich ist noch aus US 42 57 278 ein Blutströmungs-Meßgerät bekannt, bei dem es möglich ist, die Anzahl der aktivierten Wandler an die für eine Abbildung gewünschte Querschnittsfläche eines Blutgefäßes anzupassen. Hierzu hat dieses Gerät eine von einem Bediener in geeigneter Weise einzustellende Steuereinheit, welche entsprechende Filter und Prozessoren ansteuert.

Es ist Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein Ultraschall-Blutstrombeobachtungsgerät zu schaffen, mit dem die Frequenz eines Bezugssignals mit großem Rauschabstand ohne Erhöhung der Frequenz eines Bezugstaktsignals gewonnen werden kann und bei dem die Frequenz des Bezugssignals sowie die Frequenz eines Impuls-Folgesignals einfach synchronisiert werden können, um so Blutstrombeobachtungen in gewünschten Tiefen mit hoher Genauigkeit vornehmen zu können.

Diese Aufgabe wird bei einem Ultraschall-Blutstrombeobachtungsgerät nach dem Oberbegriff des Patentanspruches 1 erfindungsgemäß durch die in dessen kennzeichnendem Teil enthaltenen Merkmale gelöst.

Eine vorteilhafte Weiterbildung der Erfindung ist im Patentanspruch 2 angegeben.

Im folgenden sind bevorzugte Ausführungsformen der Erfindung anhand der Zeichnung näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 ein Blockschaltbild eines Ultraschall-Blutstrombeobachtungsgeräts,

Fig. 2 ein Blockschaltbild eines Ultraschall-Blutstrombeobachtungsgeräts gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung,

Fig. 3 ein detailliertes Blockschaltbild eines Bezugssignalgenerators bei den Geräten nach Fig. 1 und 2,

Fig. 4 ein detailliertes Blockschaltbild eines Phasenregelkreises (PLL) beim Bezugssignalgenerator nach Fig. 3,

Fig. 5 ein detailliertes Blockschaltbild eines Bezugssignalgenerators gemäß einer anderen Ausführungsform,

Fig. 6 ein Blockschaltbild, das einen Bezugssignal-Steuer- bzw. Korrekturkreis und einen Phasenregelkreis beim Gerät nach dem zweiten Ausführungsbeispiel näher veranschaulicht,

Fig. 7 und 8 Ablaufdiagramme einer Betriebsfolge des Geräts nach dem Ausführungsbeispiel,

Fig. 9 eine schematische Darstellung des Prinzips der Blutstrombeobachtung und

Fig. 10 ein Blockschaltbild einer bisherigen Anordnung.

Gemäß Fig. 1 umfaßt ein Ultraschall-Blutstrombeobachtungsgerät einen elektronischen Abtast-Ultraschallwandler 10 in Form eines Felds aus Ultraschalloszillatoren die zur Erzeugung einer Ultraschallwelle nach Maßgabe eines Impuls-Folgesignals  $f_{PRF}$  dienen, welches durch einen Bezugssignalgenerator 11 erzeugt und über einen Impulsgenerator 12 und einen Übertrager 13 an die Ultraschalloszillatoren angelegt wird. Das Gerät enthält außerdem einen Ultraschall-Empfangsteil aus einem Blutstromverarbeitungssystem und einem B-Modusverarbeitungssystem. Letzteres enthält einen Empfänger 21 und einen Detektor 22, der ein Empfangssignal verarbeitet und das verarbeitete Signal einer Anzeigeeinheit 20 ergibt.

Das Blutstromverarbeitungssystem enthält einen Empfänger 14 zur Auslegung eines Empfangssignals an zwei Mischern 16a, 16b. Signale von den Mischern 16a, 16b werden durch betreffende Entfernungstore bzw. Bereichstorschaltungen 17a bzw. 17b und entsprechende Bandpaßfilter 18a bzw. 18b verarbeitet, deren Ausgangssignale durch einen Frequenzanalysator 19 ausgewertet werden, welcher ein Ausgangssignal für die Wiedergabe zur Anzeigeeinheit 20 überträgt. Der Bezugssignalgenerator 11 erzeugt ein Bezugssignal  $f_R$  das durch eine Phasenschiebestufe 15 in zwei Signale umgesetzt wird, die um  $90^\circ$  zueinander außer Phase sind und den betreffenden Mischern 16a bzw. 16b eingespeist werden. Die Phasenschiebestufe 15 erzeugt die beiden um  $90^\circ$  phasenverschobenen Signale zur Trennung eines zum Wandler 10 fließenden Blutstroms von einem vom Wandler 10 hinweg fließenden Blutstrom. Genauer gesagt: die Phasenschiebestufe 15 multipliziert die Frequenz des Bezugssignals  $f_R$  mit 4 ( $4f_R$ ), und sie dividiert sodann das multiplizierte Signal durch 4, um damit die beiden Signale zu erzeugen, die zueinander außer Phase sind.

Bestimmte Blöcke gemäß Fig. 1, die einen Hauptteil der Erfindung darstellen, sind nachstehend näher erläutert.

Gemäß Fig. 3 umfaßt der Bezugssignalgenerator 11 einen Oszillator 1 zur Erzeugung eines Bezugstaktsignals  $f_B$ , einen Frequenzteiler 2 zum Frequenzteilen der Frequenz des Bezugstaktsignals  $f_B$  mit  $1/m$  in die Frequenz eines Impuls-Folgesignals  $f_{PRF}$  ( $= f_B/m$ ) und einen Phasenregelkreis (PLL) 4, der ein Beispiel für eine Multiplizierstufe darstellt und auf das Bezugstaktsignal  $f_B$  vom Oszillator 1 anspricht, um eine Frequenz eines Bezugssignals  $f_R$  ( $= n \cdot f_B = mn f_{PRF}$ ) synchron mit der Frequenz des Bezugstaktsignals  $f_B$  zu erzeugen.

Gemäß Fig. 4 umfaßt der Phasenregelkreis 4 einen Phasenkomparator 4a, ein Tiefpaßfilter 4b, einen spannungsgesteuerten Oszillator (VCO) 4c und einen Frequenzteiler 4d. Der Phasenkomparator 4a vergleicht die Phase der Frequenz des als Eingangssignal angelegten Bezugstaktsignals  $f_B$  mit der Phase der Frequenz des Ausgangssignals, das durch den Frequenzteiler 4d mit einem Frequenzteilungsverhältnis  $1/n$  angelegt wird, erzeugt eine dem Phasenfehler proportionale Spannung und legt die erzeugte Spannung über das Tiefpaßfilter 4b als Steuereingangssignal an den spannungsgesteuerten Oszillator 4c an. Die Frequenz des Bezugssignals  $f_R$  ( $= n f_B = mn f_{PRF}$ ) vom spannungsgesteuerten Oszillator 4c wird so variiert, daß die Frequenzdifferenz und die Phasendifferenz zwischen dem Bezugstaktsignal und

dem Ausgangssignal vom spannungsgesteuerten Oszillator 4c verkleinert wird. Die Frequenz des Bezugssignals  $f_R$  kann durch Änderung des Frequenzteilungsverhältnisses  $1/n$  des Frequenzteilers 4d in Stufen ( $f_R = n f_0$ ) variiert werden.

Mit der Anordnung gemäß Fig. 3 und 4 ist es möglich, die Stufen oder Schritte zur Änderung der Frequenz des Bezugssignals  $f_R$  durch Herabsetzung der Frequenz des Bezugstaktsignals  $f_B$  zu verkleinern oder feiner einzustellen.

Die Arbeitsweise des vorstehend beschriebenen Ultraschall-Blutstrombeobachtungsgeräts ist nachstehend erläutert.

Wenn vom Bezugssignalgenerator 11 ein Impuls-Folgesignal  $f_{PRF}$  ( $= f_B/m$ ) an den Impulsgenerator 12 angelegt wird, bewirkt dieser eine Impulsteilung der angelegten Frequenz zwecks Erzeugung eines Impulsfrequenzsignals für die wiederholte Übertragung eines Ultraschallimpulses. Das Impulsfrequenzsignal wird dem Übertrager 13 zugeführt, um die Ultraschalloszillatoren des Wandlers 10 unter Laufzeit- oder Verzögerungssteuerung zu erzeugen und dabei einen nicht dargestellten, untersuchten lebenden Körper mit Ultraschallimpulsen zu beaufschlagen.

Eine vom lebenden Körper, d. h. einen Bereich, in welchem ein Blutstrom beobachtet werden soll, reflektierte Ultraschallwelle wird von den Ultraschalloszillatoren des Wandlers 10 empfangen, durch den Empfänger 14 verstärkt und als Empfangssignal an die Mischer 16a, 16b angelegt. Die Mischer 16a, 16b, die mit dem betreffenden, um  $90^\circ$  zueinander außer Phase befindlichen Bezugssignalen von der Phasenschiebestufe 15 gespeist werden, mischen das Empfangssignal mit den betreffenden Bezugssignalen zwecks Bestimmung der Phase des Empfangssignals. Die Differenzen zwischen dem Empfangssignal und den Bezugssignalen werden durch die Mischer 16a, 16b ausgesiebt und den betreffenden Entfernungstoren oder Impulsfrequenzstoren 17a, 17b eingespeist. Wenn die zueinander um  $90^\circ$  phasenverschobenen Bezugssignale an die betreffenden Mischer 16a, 16b angelegt sind, führt einer der Mischer 16a, 16b eine voreilende Frequenzverschiebung, der andere Mischer eine nacheilende oder verzögerte Frequenzverschiebung aus.

Die mit den ausgesiebtten und phasendetektierenden Signalen beschickten Entfernungstore 17a, 17b wählen Signale aus den betreffenden Zeitintervallen oder Toren zwecks Aussiebung von Signalen entsprechend dem zu beobachtenden Bereich. Sodann werden die von den Entfernungstoren 17a, 17b gewählten Signale durch die betreffenden Bandpaßfilter 18a bzw. 18b geleitet, um große Echos aufgrund von Wänden nahegelegener Organe und auch Harmonische zu beseitigen, die durch die Entfernungstore 17a, 17b erzeugt worden sind. Die Signale werden anschließend von den Bandpaßfiltern 18a, 18b zum Frequenzanalysator 19 geliefert, welcher die Frequenzen der eingegebenen Signale auswertet, um damit eine Verteilung der Frequenzverschiebungen der Echos in den Entfernungstoren 17a, 17b zu bestimmen. Die Ergebnisse werden zur Anzeigeeinheit 20, z. B. einer Monitor- oder Bildschirmanzeigeeinheit, übertragen, welche daraufhin die gewonnene Blutstrominformation wiedergibt.

Im B-Modusverarbeitungssystem wird das Empfangssignal zunächst dem Empfänger 21 eingegeben, der ein Ausgangssignal liefert, welches durch den Detektor 22 mit logarithmischer Charakteristik erfaßt oder abgegriffen wird. Der Detektor 22 liefert eine Schnittbildinfor-

mation, die zur Anzeigeeinheit 20 übertragen wird, auf welcher die Schnittbildinformation zusammen mit der Blutstrominformation wiedergegeben wird.

Bei dem beschriebenen Gerät wird das Bezugssignal  $f_R$  durch einen Frequenzzusammensetzer durch Anlegung des Bezugstaktsignals an den Phasenregelkreis erzeugt. Die Frequenz des Bezugssignals  $f_R$  kann damit auf eine gewünschte Größe eingestellt werden, auch wenn die Ausgangsfrequenz des Oszillators auf einen niedrigen Wert eingestellt ist. Die Bezugsfrequenzeinstellung kann durch Änderung des Frequenzteilungsverhältnisses  $1/n$  des Frequenzteilers im Phasenregelkreis vorgenommen werden.

Da die Frequenz des Bezugssignals  $f_R$  und die Frequenz des Impuls-Folgesignals  $f_{PRF}$  ohne weiteres synchron miteinander gemacht bzw. miteinander synchronisiert werden können, kann die Frequenz des Bezugssignals  $f_R$  auf eine Größe mit dem höchsten Kauschabstand eingestellt werden, mit dem Ergebnis, daß höchst genaue Blutstrombeobachtungen in beliebig gewünschten Tiefen im untersuchten Körper durchführbar sind.

Ein Ausführungsbeispiel der Erfindung ist in Fig. 2 veranschaulicht.

Das Ausführungsbeispiel unterscheidet sich von dem oben beschriebenen Gerät dadurch, daß der Bezugssignalgenerator 11 an einen Bezugssignal-Steuerkreis 5 angeschlossen ist, der ein Signal  $n$  zum Korrigieren des Bezugssignals  $f_R$  auf der Grundlage des Ausgangssignals vom Frequenzanalysator 19 liefert. Der Steuerkreis 5 führt eine Rechenoperation synchron mit einem Synchronisierungssignal durch, das auf der Grundlage eines Pulsationssignals von einer Meßeinheit 6 für Erscheinung im lebenden Körper geliefert wird.

Der an den Bezugssignalgenerator 11 angeschlossene Bezugssignal-Steuerkreis 5 ist im folgenden anhand von Fig. 6 beschrieben.

Der Bezugssignal-Steuerkreis 5 umfaßt einen Operationssteuerkreis 5a, der durch ein Synchronisierungssignal von der genannten Meßeinheit 6 synchronisiert wird, einen Frequenzbasis-Integrator 5b zum Integrieren von Spektraldaten vom Frequenzanalysator 19 in bezug auf eine Frequenzbasis, einen Zeitbasis-Integrator 5c zum Integrieren der Spektraldaten vom Frequenzanalysator 19 in bezug auf eine Zeitbasis, einen Anfangsdatengenerator 5d und einen Frequenzteilungsdaten-Korrekturkreis 5e zum Korrigieren von Frequenzteilungsdaten mit Ausgangs- oder Anfangsdaten vom Anfangsdatengenerator 5d und Integralen von den Integratoren 5b, 5c. Die Elemente 5a — 5e des Bezugssignal-Steuerkreises 5 werden mittels Steuersignalen vom Steuerkreis 5a gesteuert. Die Ergebnisse der Integrieroperationen und die Dateneinheiten werden in einem Speicher im Steuerkreis 5a abgespeichert.

Ein Ausgangssignal  $n$  vom Frequenzteilungsdaten-Korrekturkreis 5e wird an eine Frequenzteilungsverhältnis-Steuerklemme des Frequenzteilers 4d im Phasenregelkreis 4 angelegt.

Der Phasenregelkreis 4 und der Bezugssignal-Steuerkreis 5 sind einander durch einen Phasenregel-Detektor 4e betrieblich zugeordnet und letzterer ist im Phasenregelkreis 4 zur Anlegung eines Ausgangssignals an den Operationssteuerkreis 5a angeordnet.

Mit Ausnahme der Korrekturwirkung des Bezugssignal-Steuerkreises 5 entspricht die Arbeitsweise des Ausführungsbeispiels im wesentlichen derjenigen bei dem oben beschriebenen Gerät.

Die Korrekturwirkung des Bezugssignal-Steuerkreises 5 ist nachstehend anhand der Fig. 7 und 8 beschrie-

ben.

Der Steuerkreis 5 wird durch die Bedienungsperson durch Betätigung einer nicht dargestellten Bedieneinheit in Gang gesetzt. Der Anfangsdatengenerator 5d des Steuerkreises 5 erzeugt eine Anfangsgröße  $n_0$  der Frequenzteilungsdaten  $n$  zwecks Erzeugung eines Bezugssignals, welche der Sende- oder Übertragungsfrequenz des Ultraschallwandlers 10 entspricht. Die Anfangsgröße  $n_0$  wird über den Frequenzteilungsdaten-Korrekturkreis 5e dem  $1/n$ -Frequenzteiler 4d des Phasenregelkreises 4 eingespeist.

Zu diesem Zeitpunkt arbeitet der Phasenregelkreis 4 in der Weise, daß das Bezugssignal zu  $f_R = n_0/f_B$  wird; der Operationssteuerkreis 5a des Steuerkreises 5 wird mit einem Phasenregelsignal zur Anzeige dafür beschickt, daß die Phase des Phasenkomparators 4a geregelt oder gesperrt ist und eine stabile Schwingung auf  $f_R$  stattfindet.

In Abhängigkeit von diesem, an den Steuerkreis 5a angelegten Phasenregelsignal beginnt der Steuerkreis 5 mit der Ausführung einer anfänglichen Operation. Die Korrekturoperationen werden durch das Phasenregelsignal gesteuert, um etwaige Korrekturoperationen während der Übergänge oder Einschwingzustände zu unterbinden, bis die durch Änderung des Frequenzteilungsverhältnisses  $1/n$  im Phasenregelkreis variierte Schwingfrequenz stabilisiert ist.

Der Steuerkreis 5 integriert Spektraldaten des vom Frequenzanalysator 19 erhaltenen Dopplersignals in bezug auf die Frequenz- und Zeitbasen. Die so berechneten Werte oder Größen, d. h. Integrale, geben die mittleren Intensitäten oder Stärken des Dopplersignals mit Bezug zu den Frequenz- und Zeitbasen an. Diese Werte oder Größen werden als mittlere Intensitäten mit Beziehungen zum Frequenzteilungsverhältnis  $1/n_0$  im Steuerkreis gespeichert.

Das Frequenzteilungsverhältnis des Phasenregelkreises wird Bit für Bit in bezug auf die Anfangsdatengröße  $n_0$  variiert und zum Frequenzteiler übertragen, um damit die Frequenz des Bezugssignals  $f_R$  in kleinen Inkrementen bzw. Schritten zu variieren. Die beschriebenen Integrieroperationen werden jedesmal wiederholt, wenn festgestellt wird, daß die Schwingungsfrequenz mittels des Phasenregelsignals stabilisiert ist. Während der Einstellung der Frequenz des Bezugssignals in kleinen Inkrementen auf die oben beschriebene Weise erfolgt werden die mittleren Intensitäten oder Stärken des Dopplersignals berechnet und die Frequenz des Bezugssignals, bei welcher die mittleren Intensitäten am höchsten sind, wird bestimmt. Zu diesem Zeitpunkt wird das Frequenzteilungsverhältnis  $1/n$  wiederum durch den Steuerkreis 5 vorgegeben, worauf der automatische Verhältniseinstellvorgang angehalten wird.

Mittels der oben beschriebenen Operation des Steuerkreises kann die Frequenz des Bezugssignals automatisch auf die Frequenz eingestellt werden, bei welcher ein Dopplersignal mit dem größten Rauschabstand erhalten werden kann.

Die Genauigkeit der Berechnungen der mittleren Intensitäten kann dadurch erhöht werden, daß die oben beschriebenen Integrieroperationen synchron mit einem Signal vom lebenden Körper, z. B. einem Elektrenendiagramm, durchgeführt werden.

Bei den beschriebenen Ausführungsformen kann die Frequenz des Bezugssignals  $f_R$  durch Änderung des Frequenzteilungsverhältnisses des Frequenzteilers 4d des Phasenregelkreises 4 auf eine gewünschte Größe eingestellt werden. Da der Frequenzteiler 2 und der Phasen-

regelkreis 4 mit demselben Eingangssignal gespeist werden, kann die Frequenz des Bezugssignals  $f_R$  mit der Frequenz des Impuls-Folgesignals  $f_{PRF}$  synchronisiert und auf einen Frequenzwert des Empfangsspektrums, bei dem der Rauschabstand am größten ist, gesetzt werden. Wenn der in einem lebenden Körper zu beobachtende Bereich in einer größten Tiefe liegt, kann die Frequenz des Bezugssignals  $f_R$  im Hinblick auf die Dämpfungseigenschaften der Hochfrequenzkomponenten einer Ultraschallwelle im lebenden Körper herabgesetzt werden, so daß eine höchst genaue Blutstrominformation in einer gewünschten oder beliebigen Tiefe im lebenden Körper gewonnen werden kann.

Gemäß Fig. 5 kann der Bezugssignalgenerator 11 so ausgestattet sein, daß das Bezugssignalsignal  $f_B$  vom Oszillator 1 an den Frequenzteiler 2 angelegt wird, welcher eine Frequenzteilung des Bezugssignals  $f_B$  mit  $1/m$  zwecks Erzeugung eines Impuls-Folgesignals  $f_{PRF}$  ( $= f_B/m$ ), das als Eingangssignal an den Phasenregelkreis 4 angelegt wird, bewirkt. Diese Anordnung gewährleistet einen vollständigen Synchronismus zwischen der Frequenz des Impuls-Folgesignals  $f_{PRF}$  und der Frequenz des Bezugssignals  $f_R$ .

Der Phasenregelkreis (PLL circuit) kann durch eine beliebige von verschiedenen anderen bekannten Multiplizierstufen ersetzt werden.

#### Patentansprüche

##### 1. Ultraschall-Blutstrombeobachtungsgerät mit:

- einem Wandler (10) zum Aussenden und Empfangen von Ultraschallwellen zu und von einem untersuchten Körper,
- einem Oszillator (1) zum Erzeugen eines Frequenzsignals ( $f_B$ ),
- einem Frequenzteiler (29) zum Umsetzen des Ausgangssignals des Oszillators (1) in ein Sendeimpuls-Folgesignal ( $f_{PRF}$ ) zur Ansteuerung des Wandlers (10),
- einer Einrichtung (4) zum Umsetzen des Frequenzsignals ( $f_B$ ) in ein Bezugssignal ( $f_R$ ), das mit dem Sendeimpuls-Folgesignal ( $f_{PRF}$ ) synchronisiert ist und die  $n$ -fache Frequenz des Sendeimpuls-Folgesignals besitzt,
- einem Phasendetektor (16a, 16b), der ein Signal vom Wandler (10) und das Bezugssignal ( $f_R$ ) empfängt und aus diesen Signalen ein Phasendifferenzsignal bildet, und
- einem Frequenzanalysator (19) zum Analysieren des Ausgangssignales des Phasendetektors zum Liefern eines Frequenzspektrums, das für die Wiedergabe zu einer Anzeigeeinheit übertragen wird,

dadurch gekennzeichnet,

- einen Bezugssignal-Steuerkreis (5) mit einer Einrichtung zum Integrieren der spektralen Intensität des frequenzanalysierten Ausgangssignals und zum Steuern des Wertes des Faktors  $n$ .

2. Ultraschall-Blutstrombeobachtungsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Einrichtung zum Umsetzen des Frequenzsignals in das Bezugssignal ein Phasenregelkreis ist.

Hierzu 6 Seite(n) Zeichnungen

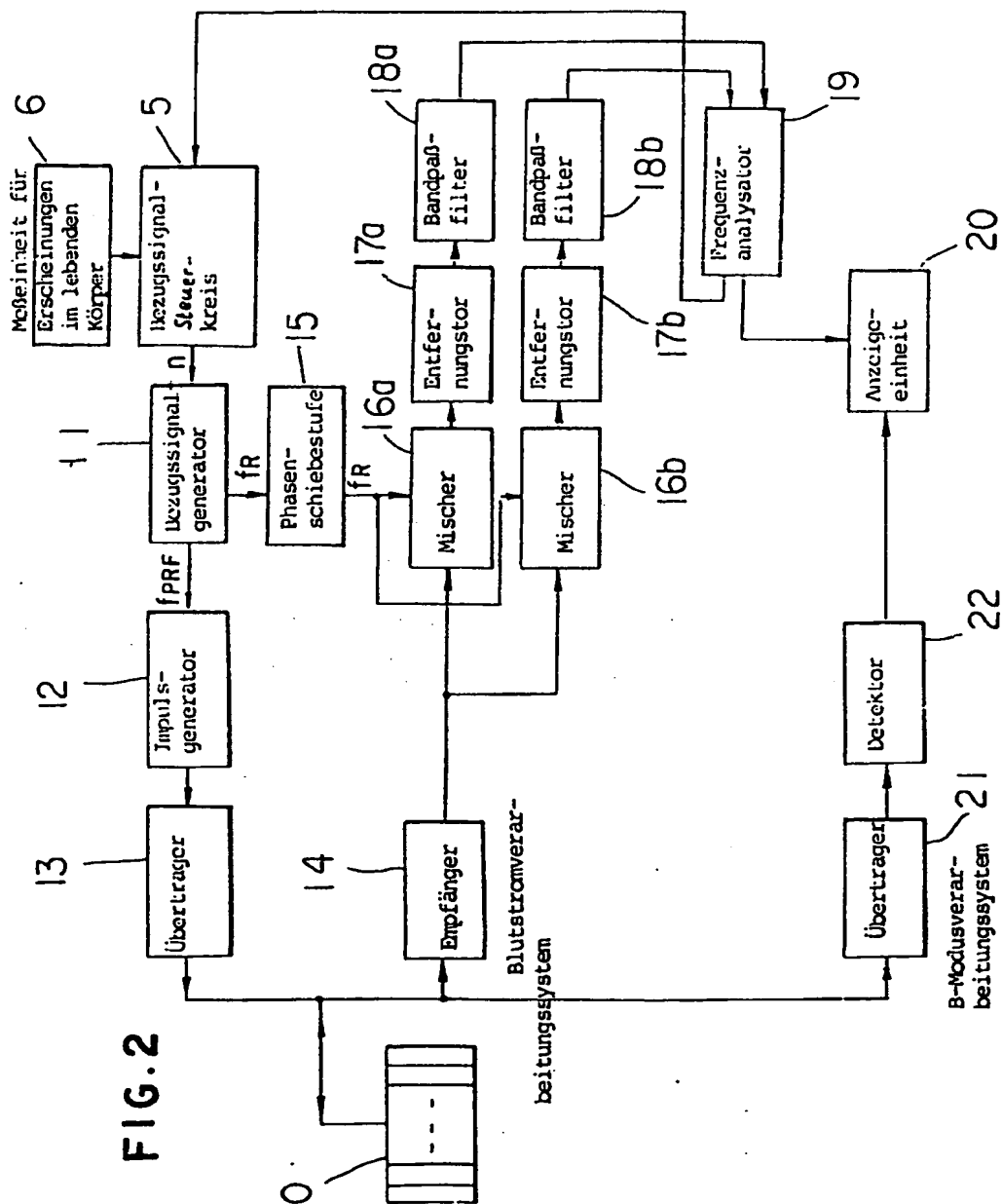


FIG. 3

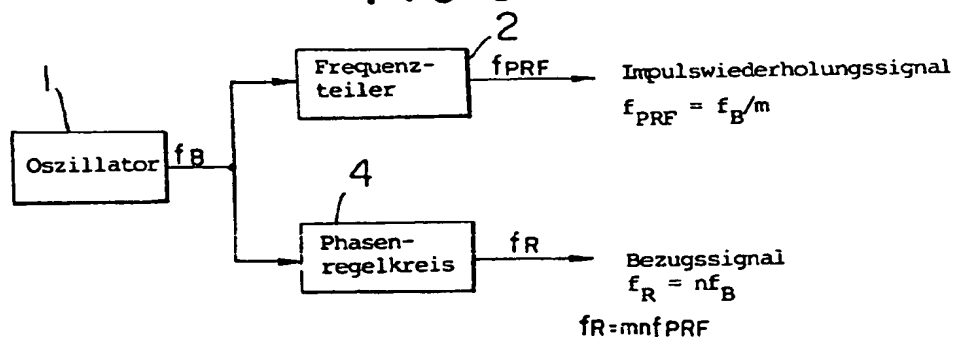


FIG. 4

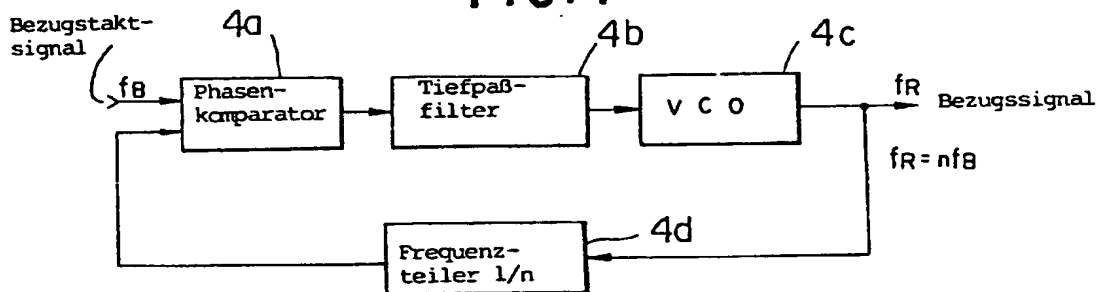
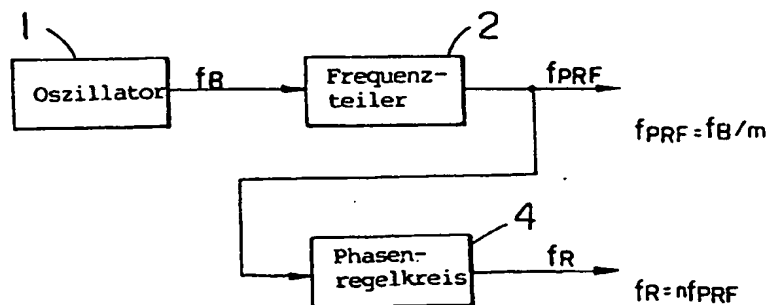


FIG. 5





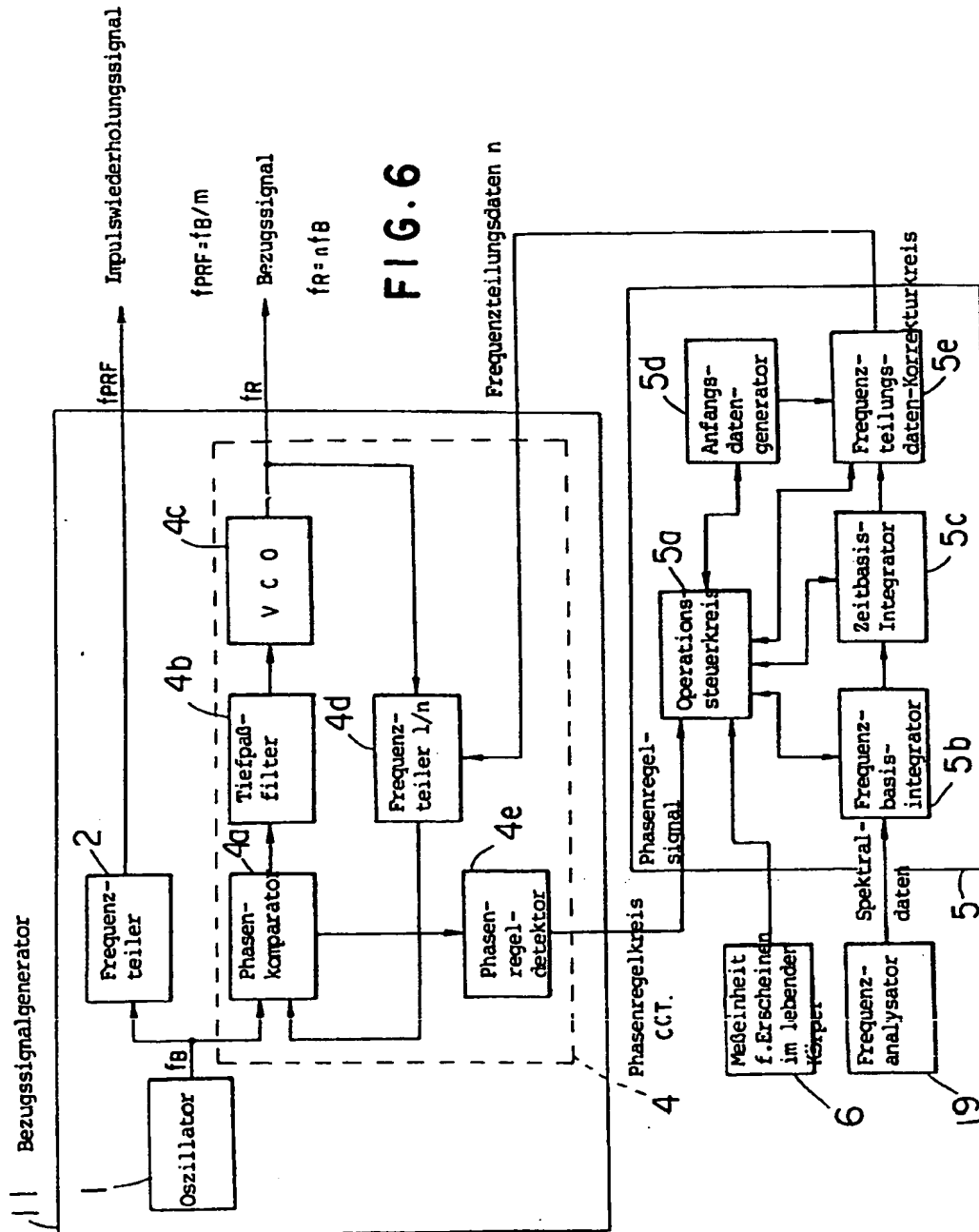
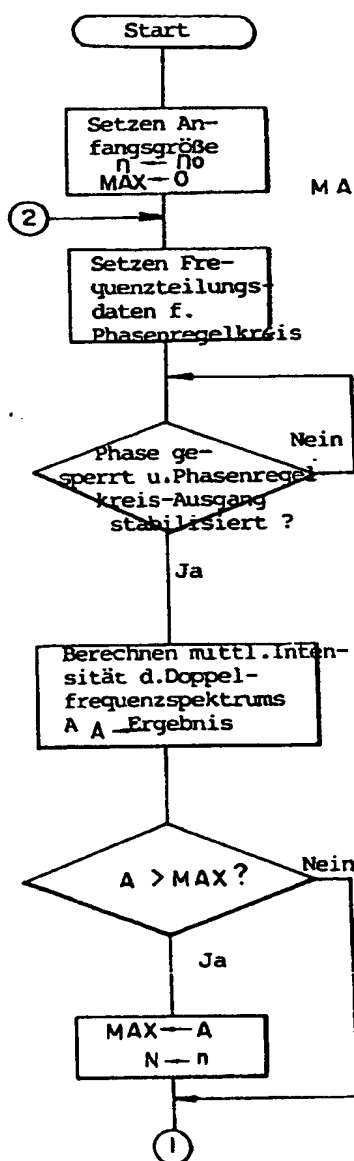


FIG. 7



n: Frequenzteilungsdaten für Phasenregelkreis  
 MAX: Maximale mittlere Intensität des Dopplereffektspektrums

FIG. 8

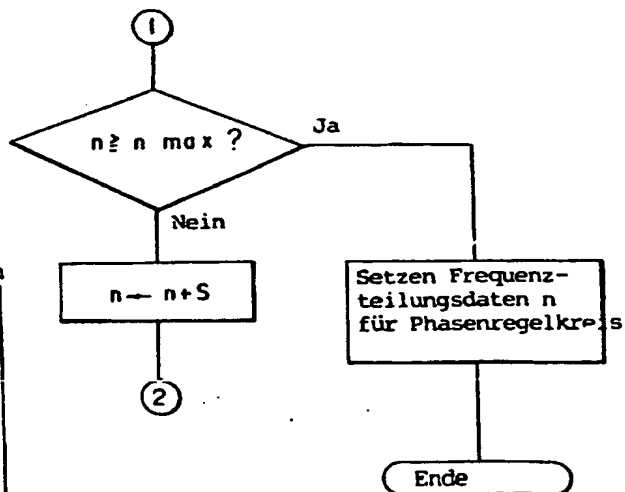


FIG. 9

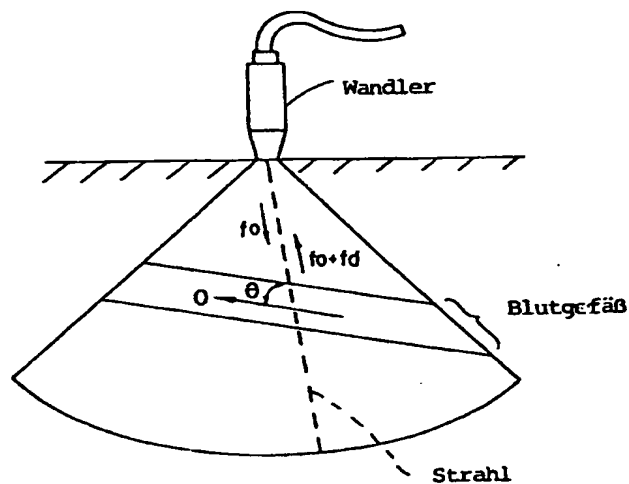


FIG. 10

